

Partie III. Liaison Lunettes/ Implant (Q27 à Q46)

Le transfert des données (courants de stimulation) issues du traitement vidéo se fait souvent par l'intermédiaire d'un module de transmission radiofréquences constitué de :

- un module d'émission avec antenne intégrée sur les lunettes (partie externe)
- un module de réception avec antenne intégrée sur le globe oculaire (partie implantée).

Une solution assez simple compte tenu des faibles distances de transmission, qui s'appuie sur le phénomène de couplage magnétique entre les lunettes et l'implant, fait l'objet d'une première sous-partie. Ensuite, l'amplification requise du côté de l'implant avant d'envoyer les signaux sur la matrice de micro-électrodes sera étudiée dans une seconde sous-partie.

Cette partie III se décompose donc en deux thèmes indépendants:

- A) étude du couplage inductif lunettes-implant,
- B) étude de l'amplification requise du côté de l'implant.

A) Etude du couplage inductif lunettes-implant

On représente le couplage inductif entre les lunettes et l'implant par un transformateur à l'équilibre, Figures 6 et 7.

Avec :

L_1 = antenne côté lunettes, inductance propre au primaire

L_2 = antenne côté implant, inductance propre au secondaire

M = mutuelle inductance entre lunettes et implant (primaire – secondaire)

K_p = rapport de transformation avec fuites ramenées au primaire ; $K_p = e_2/e'_1$

L_{f1} = inductance de fuites primaire

L_{p1} = inductance magnétisante primaire (de flux commun)

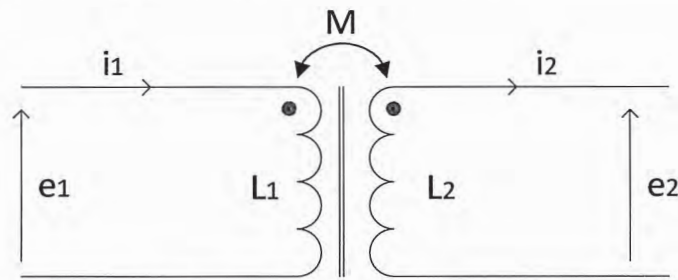


Figure 6. Modélisation de la liaison par couplage magnétique lunettes-implant par un transformateur non saturé à l'équilibre

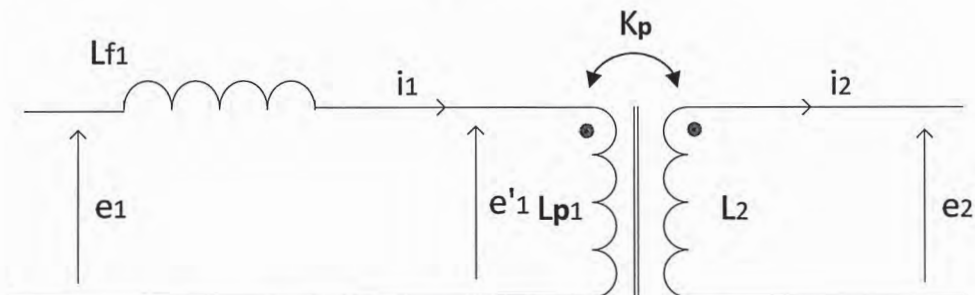


Figure 7. Modèle de la liaison par couplage magnétique lunettes-implant avec fuites ramenées au primaire

Q27 – D'après les équations d'un transformateur parfait, exprimer les tensions e_1 et e_2 relatives au schéma Figure 6, en fonction de L_1 , M , L_2 , i_1 et i_2 .

Q28 – Sachant que l'inductance propre s'exprime par $L_1 = L_{p1} + L_{f1}$, exprimer ensuite la tension e'_1 du schéma Figure 7.

Q29 – D'après la définition du rapport de transformation K_p ci-dessus, trouver deux relations liant M , K_p , L_{p1} et/ou L_2 .

Q30 – En déduire l'expression de l'inductance de fuite L_{f1} sous la forme : $L_{f1} = L_1(1 - k^2)$.
Montrer ensuite que $k^2 L_1 L_2 = M^2$.

Q31 – Que représente ce coefficient k ?

On appelle R_L la charge équivalente de la puce électronique qui commande les micro-électrodes, placée au secondaire, Figure 8.

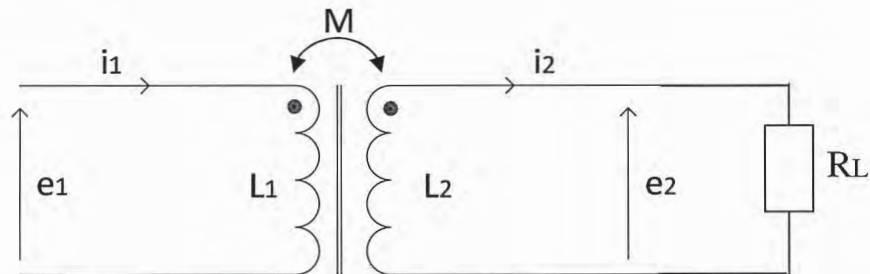


Figure 8. Liaison lunettes-implant avec charge équivalente R_L

Q32 – Déterminer l'expression de la tension e_2 dans le domaine fréquentiel notée $E_2(\omega)$, sachant que les courants i_1 et i_2 sont supposés sinusoïdaux de pulsation $\omega = 2\pi f$, en fonction de $I_1(\omega)$ et des éléments du circuit (M , L_2 , R_L).

Q33 – Sachant que la puce électronique représentée par R_L consomme 1mW sous 1.2V, en déduire la valeur numérique de R_L .

B) Etude de l'amplification requise du côté de l'implant

Le couplage magnétique précédent entre les lunettes et l'implant permet de transmettre les données issues du neuro-stimulateur vers la partie implantée (puce électronique reliée à la matrice de micro-électrodes). Cette liaison de type émission (lunettes)–réception (implant) met en œuvre un système spécifique de modulation et démodulation qui ne sera pas étudié ici. Cependant, il est important d'assurer un niveau de signal suffisant pour déclencher une activité électrique au niveau des cellules neuronales de la rétine par l'intermédiaire des micro-électrodes. Il est donc nécessaire de concevoir un étage d'amplification en réception, faible bruit, et de bande passante suffisante pour exciter les neurones à plusieurs fréquences.

On s'intéresse au modèle dynamique de l'amplificateur opérationnel utilisé (LF357) dont les principales caractéristiques sont données en **annexe A2**, tel que représenté sur la Figure 9.

On appelle R_e et R_s les résistances d'entrée et de sortie, A_0 le gain statique en tension, μ la transconductance complexe, C_0 la capacité parasite entre l'entrée et la sortie. On donne l'expression de la transconductance qui présente une fréquence de coupure f_μ ou pulsation $\omega_\mu = 2\pi f_\mu$ selon : $\mu(\omega) = \frac{\mu_0}{1+j\frac{\omega}{\omega_\mu}}$. On se placera dans cette partie en régime sinusoïdal établi.

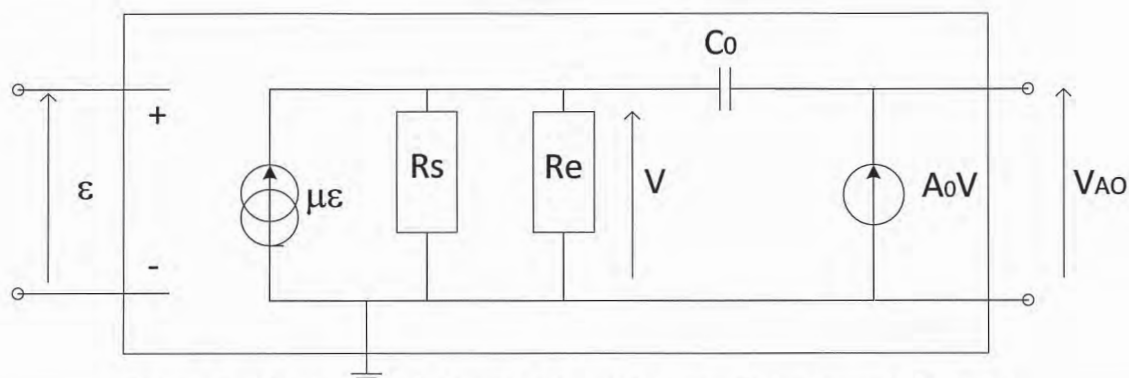


Figure 9. Schéma équivalent de l'amplificateur opérationnel (AO) réel

Q34 – Montrer que le schéma équivalent de la Figure 9 peut se simplifier en celui de la Figure 10 dans lequel vous donnerez les expressions de R_0 et C .

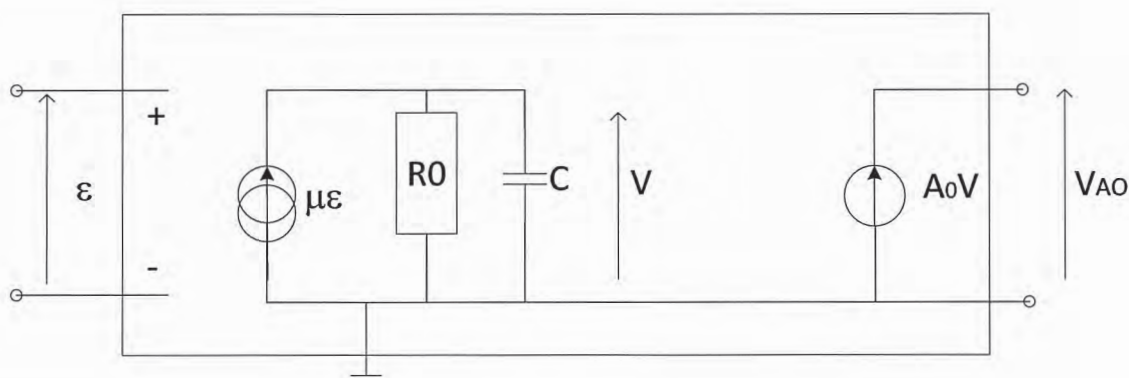


Figure 10. Schéma équivalent simplifié de l'AO.

Q35 – Calculer la transmittance complexe G caractérisant cet amplificateur opérationnel $G(\omega) = \frac{V_{AO}(\omega)}{\varepsilon(\omega)}$ en fonction des éléments du schéma de la Figure 10. Donner en particulier les expressions du gain statique G_0 et des fréquences de coupure.

Q36 – Quel est l'inconvénient lié à la présence de la capacité parasite C_0 ? Quel type de solution proposez-vous pour limiter cet effet ? Quel (autre) paramètre de l'AO dépend de la valeur de C_0 ?

Pour la suite, on choisit de simplifier encore le modèle tel que représenté sur la Figure 11 avec une expression de G selon : $G(\omega) = \frac{G_0}{1+j\frac{\omega}{\omega_1}}$ où $\omega_1 = 2\pi f_1$.

Q37 – Trouver dans la documentation technique du LF357 (**annexe A2**) les valeurs typiques de G_0 et de f_1 .

On souhaite maintenant étudier cet amplificateur opérationnel dans un montage classique non inverseur sous la forme d'un système bouclé, Figure 12. Il suffit alors de modéliser l'amplificateur opérationnel sous la forme de son gain $G(p)$. L'AO est ensuite chargé en sortie par une résistance de charge $R_{CH} = 100\text{k}\Omega$. On fixe $R_1 = 1\text{k}\Omega$ et $R_2 = 9\text{k}\Omega$.

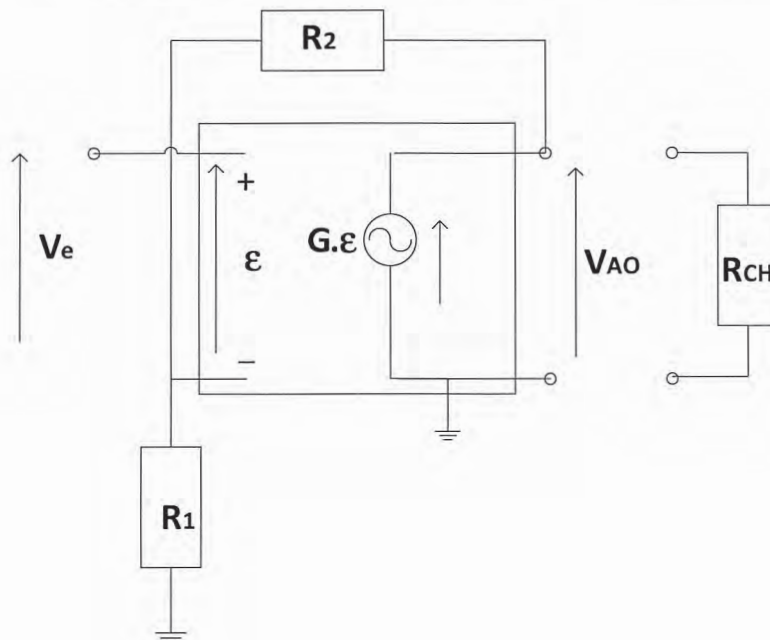


Figure 11. Modélisation simplifiée de l'AO en montage non inverseur.

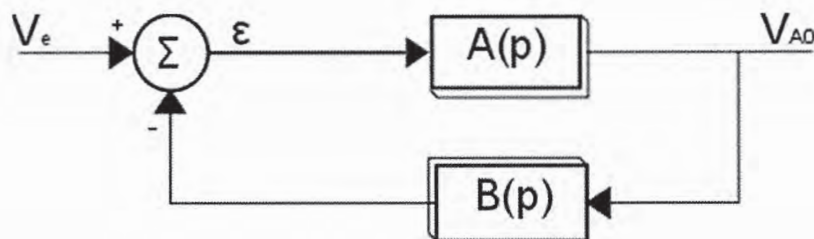


Figure 12 – Système bouclé équivalent au montage non inverseur à AO.

Q38 – Donner l'expression des blocs $A(p)$ et $B(p)$ en fonction des éléments du montage.

Q39 – Donner l'expression de la transmittance $T(p) = V_{AO}(p)/V_e(p)$ du système bouclé en fonction de $A(p)$ et $B(p)$ puis en fonction des éléments du circuit. Quelle est l'amplification de $T(p)$ en basses fréquences ?

Q40 – Déterminer les expressions de la pulsation ω_0 et de la fréquence de coupure f_0 correspondant à -3dB associées à $T(p)$. En déduire la valeur numérique de f_0 .

Q41 – Tracer sur le Document réponse **DR5** le diagramme de Bode asymptotique en module et en phase de cette transmittance en boucle fermée $T(p)$.

Q42 – Déterminer ensuite la fréquence correspondant au gain de 0dB, qu'on notera f_p .

On souhaite maintenant améliorer la bande passante en l'augmentant d'une décade, de façon à autoriser la transmission de l'ensemble des signaux de stimulation envisageables, en particulier certaines impulsions dont le spectre s'étend au-delà de 100kHz.

Il suffit d'insérer dans la chaîne directe un correcteur de transmittance $C(p)$, comme illustré Figure 13.

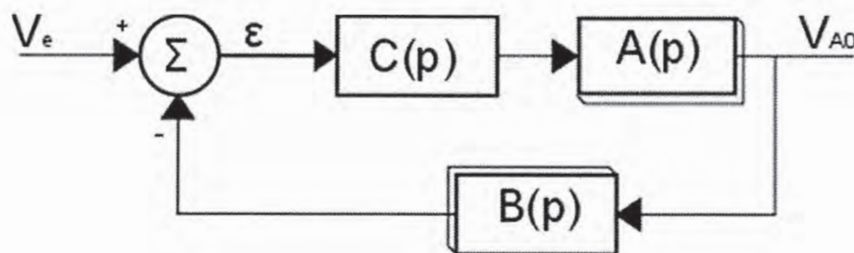


Figure 13. Amplificateur avec correcteur $C(p)$ dans la chaîne directe.

On choisit $C(p) = \frac{1 + T_1 p}{1 + T_2 p}$ avec $T_1 > T_2$.

Q43 – Tracer sur le Document réponse **DR5** le diagramme de Bode asymptotique en module et en phase de cette transmittance $C(p)$.

Q44 – A partir d'une analyse en boucle ouverte, expliquer comment placer les pulsations $1/T_1$ et $1/T_2$ par rapport à ω_0 et ω_p (déterminées en Q40 et Q42) pour augmenter la bande passante.

Q45 – Déterminer la valeur de T_1 permettant de compenser le pôle de l'amplificateur opérationnel. Que doit valoir ensuite la constante de temps T_2 pour augmenter la bande passante d'une décade?

Q46 – Comment appelle-t-on ce type de correcteur ?

Partie IV. Micro-électrodes et stimulation électrique (Q47 à Q62)

Cette partie s'intéresse à la partie implantée constituée des 60 micro-électrodes métalliques mises au contact des cellules de la rétine, puis au neuro-stimulateur intégré requis pour générer les impulsions de courant qui serviront à stimuler effectivement les cellules rétiniennes.

Elle se décompose donc en deux grands thèmes indépendants:

- A) modélisation de l'interface électrodes / tissu à partir de considérations électrochimiques,
- B) conception d'un stimulateur électrique simplifié, organisé autour d'un convertisseur numérique-analogique et de dispositifs à miroirs de courants.

A) Modélisation de l'interface électrodes/tissu

L'interface électrode-tissu au niveau de l'implant mis au contact des cellules de la rétine correspond à une interface de type électrode-électrolyte, et peut être en première approche modélisée par des éléments capacitifs et résistifs, Figure 14, équivalents à une impédance d'électrode $Z_{\text{électrode}}$. Ces paramètres sont liés à des grandeurs électrochimiques qui dépendent de la qualité de l'interface, en particulier la surface de contact.

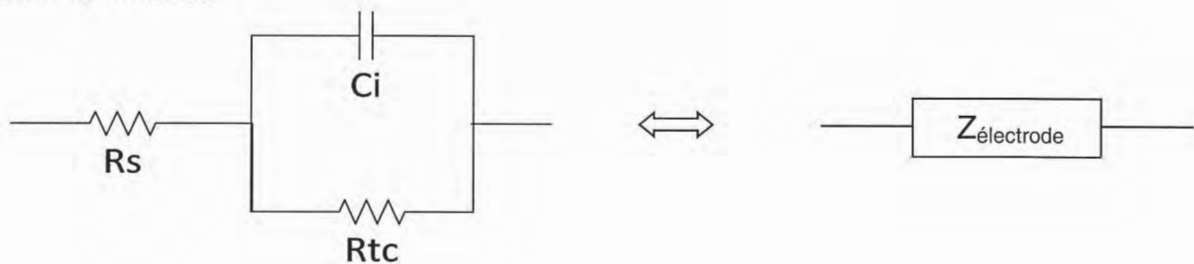


Figure 14. Modèle de Randles de l'interface électrode-tissu

Dans le modèle proposé Figure 14, R_s représente la résistance série de la solution aqueuse liée au milieu physiologique, de résistivité moyenne $\rho = 75 \text{ Ohm.cm}$.

R_{tc} représente la résistance de transfert de charges, correspondant à un transfert d'électrons dans la solution à travers l'interface donnant naissance à un courant faradique.

C_i représente la capacité d'interface de la double couche : à l'interface se produit une accumulation de charges de part et d'autre à la manière d'un condensateur chargé, conséquence de l'existence d'une différence de potentiel électrique et de porteurs de charges mobiles.

R_s est liée à la surface de contact entre l'électrode métallique (généralement du platine) et le milieu, tout en prenant en compte la valeur de la surface réelle avec un facteur de rugosité. On donne $R_s = 6 \text{ kOhm}$.

Q47 – Donner l'expression de l'impédance complexe équivalente $Z_{\text{électrode}}(\omega)$ dans l'hypothèse d'un régime sinusoïdal établi de pulsation ω .

Q48 – Décomposer cette expression pour faire apparaître les parties réelle $Z'(\omega)$ et imaginaire $Z''(\omega)$ de $Z_{\text{électrode}}(\omega)$.

Q49 – Calculer et simplifier maintenant l'expression suivante à partir des expressions précédentes de $Z'(\omega)$ et $Z''(\omega)$: $\left[Z' - \left(R_s + \frac{R_{tc}}{2} \right) \right]^2 + [Z'']^2$.

Q50 – En déduire la représentation dans le $\frac{1}{2}$ plan complexe positif (Z' , Z'') de $Z_{\text{électrode}}(\omega)$. Comment appelle-t-on cette représentation ?

Q51 – A quels points sur ce diagramme correspondent les pulsations limites $\omega \rightarrow 0$ et $\omega \rightarrow \infty$?

Q52 – Que représente la pulsation $\omega_i = \frac{1}{R_{tc} \cdot C_i}$? Calculer $Z'(\omega_i)$ et $Z''(\omega_i)$, et placer ce point dans le diagramme précédent.

Q53 – Application numérique avec $C_i = 1\text{nF}$; $R_{tc} = 600\text{k}\Omega$; $R_s = 6\text{k}\Omega$. Calculer les fréquences caractéristiques (en Hz), ainsi que les valeurs du module de l'impédance correspondante.

B) Conception d'un stimulateur électrique simplifié

L'interface vidéo étudiée dans la partie I permet d'obtenir une image pixellisée dont on peut extraire 60 signaux numériques significatifs d'un point de vue visuel pour un implant à 60 micro-électrodes. Ces signaux devront être convertis en 60 courants de stimulation envoyés en parallèle sur les micro-électrodes, représentant par exemple l'intensité lumineuse, à travers un dispositif appelé neuro-stimulateur multi-voies.

Dans ce problème, nous nous limiterons à l'étude d'une seule voie de stimulation en courant. Nous allons décomposer l'analyse en deux étapes :

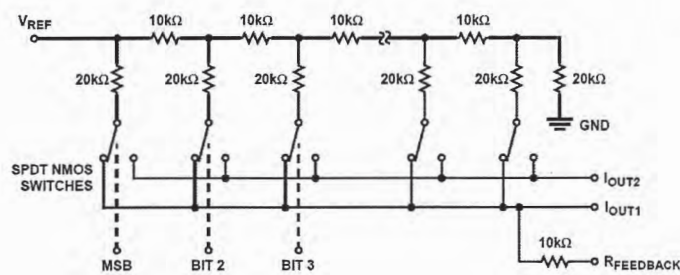
- la conversion numérique-analogique
- la mise en œuvre d'un stimulateur en technologie MOSFET

Cette partie s'appuiera sur les documents techniques provenant du convertisseur AD7530 et fournis en **annexe A3**.

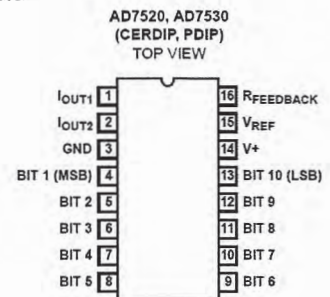
Le schéma de principe du CNA est proposé Figure 15.

Le mot binaire N codé sur $n = 10$ bits à convertir est appliqué sur les entrées BIT1 à BIT10 et le signal analogique de sortie est un courant I_{out1} ou I_{out2} qui sera utilisé ensuite pour commander le neuro-stimulateur. Les courants sont aiguillés vers la sortie I_{out1} ou I_{out2} selon la position du commutateur (SPDT NMOS switches) en fonction de l'état logique du bit correspondant.

Functional Diagram



Pinouts



NOTES:

Switches shown for Digital Inputs "High".
Resistor values are typical.

Figure 15 . Schéma de principe du CNA AD7530

Q54 – D'après la documentation technique fournie sur l'AD7530, expliquer en quelques mots ou à l'aide d'un dessin ce que représentent les caractéristiques suivantes du convertisseur : non linearity ± 0.1 (9bits), gain error $\pm 0,3\%$ of FSR (Full Scale Range) et resolution 10 bits.

Q55 – Quelle est l'impédance vue par la référence V_{ref} lorsque I_{out1} et I_{out2} sont reliées à un potentiel nul (masse ou masse virtuelle)? Justifier votre réponse.

Q56 – Quelle est la valeur maximale N_{max} du mot binaire N ?

Q57 – Dédurre l'expression du courant I_{out1} en fonction de V_{ref} , $R = 10k\Omega$, n et N . De même pour I_{out2} .

Q58 – Calculer ensuite $I_{out1} + I_{out2}$ et $I_{out1} - I_{out2}$; conclure.

Dans le cas d'une stimulation en courant, il est nécessaire de bien contrôler les courants analogiques qui alimentent les micro-électrodes. En effet, un niveau trop faible ne permettra pas de stimuler correctement les cellules rétinienne, mais un niveau trop élevé risque de détruire localement les tissus à l'interface des électrodes et du milieu cellulaire.

On utilise pour réaliser le stimulateur un montage avec double miroir de courant comme celui de la Figure 16. Les interrupteurs K et $/K$ sont utilisés en mode complémentaire : le signal K est issu du circuit de traitement numérique de la caméra. Cette solution à base de miroirs de courant permet ce contrôle précis des niveaux de courant injectés.

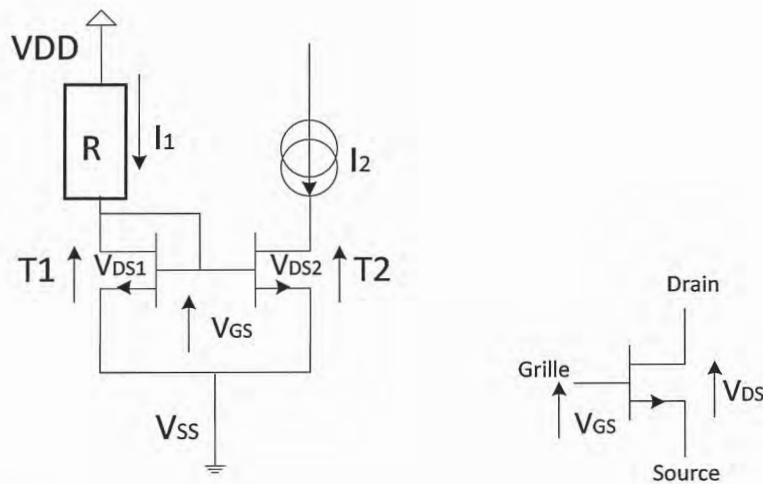


Figure 17. Miroir de courant élémentaire et notations du MOSFET

Q60 – D’après le schéma ci-dessus Figure 17, avec les mêmes notations pour les MOSFET que précédemment, démontrer que $I_2 = I_1 \cdot \frac{W_2/L_2}{W_1/L_1}$.

On considère $V_{DD} = 5V$ et $V_{SS} = 0V$; $I_{ref} = I_1 = 100\mu A$; $L_1 = L_2 = 10\mu m$; $W_1 = W_2 = 100\mu m$; $V_T = 1V$; $k_n = 20 \mu A/V^2$.

Q61 – Déterminer la valeur de V_{GS} pour fonctionner en miroir de courant. En déduire la valeur de la résistance de polarisation R du schéma de la Figure 17.

Q62 – Quelle doit être la valeur minimale du potentiel V_{D2} du transistor T_2 permettant de garder un mode de fonctionnement en « miroir de courant » ?

Et finalement le neuro-stimulateur complet utilisera sur chacune des 60 voies plusieurs étages de miroir de courant, du type de la Figure 16, commandés par les signaux de contrôle issus de la caméra.